

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-000555

(43)Date of publication of application : 07.01.2003

A61B 5/022

(71)Applicant : SEIKO EPSON CORP

(72)Inventor : AMANO KAZUHIKO
TAKAZAWA KENJI

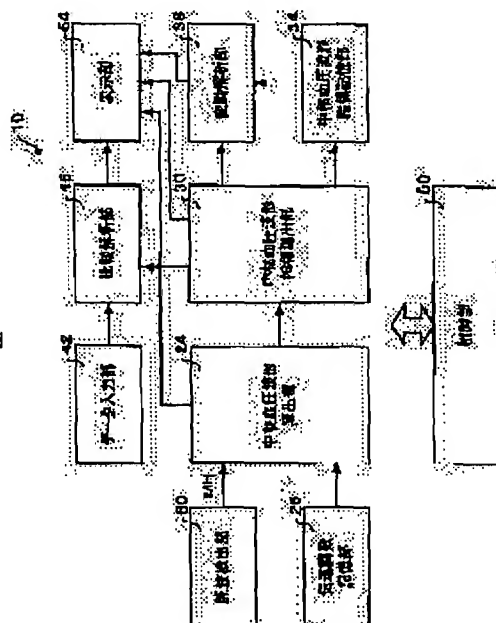
Priority number : 2001121583 Priority date : 19.04.2001 Priority country : JP

(54) CENTRAL BLOOD PRESSURE WAVEFORM ESTIMATING DEVICE AND PERIPHERAL BLOOD PRESSURE WAVEFORM DETECTING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a central blood pressure waveform estimating device, with which a blood pressure waveform in the center can be derived by using non-invasively detected peripheral pulse waveforms.

SOLUTION: A central blood pressure waveform estimating device 10 is provided with a pulse wave detecting unit 60 for non-invasively detecting peripheral pulse waves, a transfer function storing unit 26 for storing a previously calculated transfer function based on peripheral pulse waves detected by the pulse wave detecting unit 60 or similarly formed detecting unit and invasively measured central blood pressure waveforms, and a central blood pressure waveform calculating unit 30 for calculating a central blood pressure waveform corresponding to a pulse waveform at a periphery newly detected by the pulse wave detecting unit 60 by using the pulse waveform and the transfer function.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2003-555

(P2003-555A)

(43) 公開日 平成15年1月7日(2003.1.7)

(51) Int. Cl.⁷

識別記号

F I

キーワード(参考)

A 6 1 B 5/022

A 6 1 B 5/02 3 3 7 F 4C017

審査請求 未請求 請求項の数 27 O L

(全16頁)

(21) 出願番号 特願2002-115792(P2002-115792)

(22) 出願日 平成14年4月18日(2002.4.18)

(31) 優先権主張番号 特願2001-121583(P2001-121583)

(32) 優先日 平成13年4月19日(2001.4.19)

(33) 優先権主張国 日本(JP)

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72) 発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコー
エプソン株式会社内

(72) 発明者 高沢 謙二

東京都新宿区新宿6-1-1 東京医科大学
内

(74) 代理人 100090479

弁理士 井上 一 (外2名)

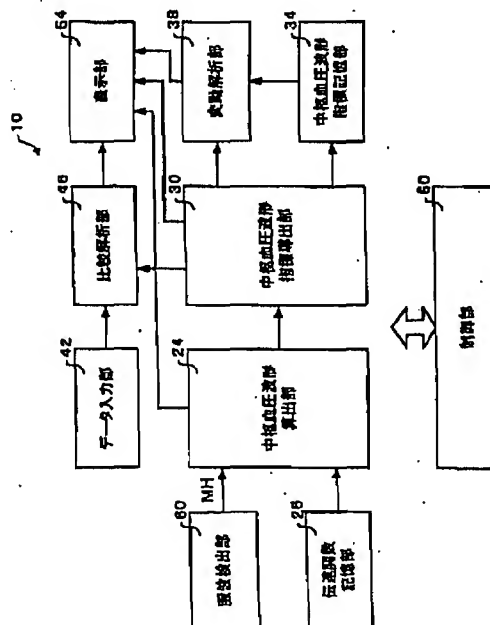
Fターム(参考) 4C017 AA08 AB03 AC26 BB12 BC11
BC30 FF08

(54) 【発明の名称】 中枢血圧波形推定装置および末梢血圧波形検出装置

(57) 【要約】

【課題】 非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて中枢における血圧波形を導出できる中枢血圧波形推定装置を提供する。

【解決手段】 この中枢血圧波形推定装置10は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部60と、脈波検出部60またはそれと同様に形成された検出部によって検出された末梢における脈波波形および侵襲的に測定した中枢血圧波形に基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部26と、脈波検出部60によって新たに検出された末梢における脈波波形および伝達関数を用いて当該脈波波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部30とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

前記脈波検出部によって検出された前記末梢における脈波波形と、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、

前記脈波検出部によって新たに検出された前記末梢における脈波波形と、前記伝達関数とを用いて、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部とを有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 2】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

予め検出された前記末梢における脈波波形と、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、

前記伝達関数と、前記脈波検出部によって新たに検出された前記末梢における脈波波形とを用いて、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部とを有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 3】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

前記脈波検出部が脈波を検出する部位付近における血圧を測定する血圧測定部と、

前記血圧測定部が測定した血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、

前記脈波検出部によって検出され前記変換部による変換によって得られた血圧波形と、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、

前記脈波検出部によって新たに検出され前記変換部による変換によって得られた前記末梢における血圧波形と、前記伝達関数とを用いて、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部と、を有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 4】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、

前記脈波検出部が脈波を検出する部位付近において予め測定した血圧値を記憶する血圧値記憶部と、

前記血圧値記憶部に記憶された血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、

前記変換部による変換によって得られた血圧波形と、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、

前記脈波検出部によって新たに検出され前記変換部による変換によって得られた前記末梢における血圧波形と、前記伝達関数とを用いて、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部と、

を有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 5】 請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかにおいて、

前記中枢血圧波形算出部によって算出された中枢血圧波形から、当該中枢血圧波形の指標を導出する中枢血圧波形指標導出部をさらに有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 6】 請求項 5 において、

前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期前期血圧であることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 7】 請求項 5 において、

前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧であることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 8】 請求項 5 において、

前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、拡張期血圧であることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 9】 請求項 5 において、

前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧と切痕での血圧との差であることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 10】 請求項 5 において、

前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧と退潮波ピークでの血圧との比であることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 11】 請求項 5 ないし請求項 10 のいずれかにおいて、

前記中枢血圧波形の指標を記憶する中枢血圧波形指標記憶部と、

前記中枢血圧波形指標導出部によって導出される中枢血圧波形の指標、および、前記中枢血圧波形指標記憶部に記憶されている中枢血圧波形の指標に基づいて、中枢血圧波形の指標の変動を解析する変動解析部と、をさらに有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項 12】 請求項 11 において、

前記変動解析部は、

前記中枢血圧波形指標記憶部に記憶している前記中枢血圧波形の指標に基づいて所定期間において被験者の基礎代謝が最低領域にあるときの前記中枢血圧波形の指標である基底中枢血圧波形指標を導出する基底中枢血圧波形指標導出部と、前記基底中枢血圧波形指標導出部により導出される基底中枢血圧波形指標を記憶する基底中枢血圧波形指標記憶部と、を有し、

前記中枢血圧波形指標導出部によって導出される前記中枢血圧波形の指標、および、前記基底中枢血圧波形指標記憶部に記憶されている前記基底中枢血圧波形指標に基づいて、前記中枢血圧波形の指標の変動を解析する中枢血圧波形推定装置。

【請求項13】 請求項5ないし請求項12のいずれかにおいて、
被験者の実年齢が入力されるデータ入力部と、
前記中枢血圧波形指標導出部によって導出された中枢血圧波形の指標、および、前記実年齢における標準の中枢血圧波形の指標に基づいて、中枢血圧波形の指標の比較解析を行う比較解析部と、
をさらに有することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項14】 請求項1ないし請求項13のいずれかにおいて、
前記脈波検出部は、血流量に対応して変動する容積脈波を、皮膚付近に存在する毛細血管における赤血球量の変動として検出するように形成されていることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項15】 請求項1ないし請求項14のいずれかにおいて、
前記伝達関数記憶部は、同一の被験者について異なる複数の状況に対応する複数の伝達関数を記憶していることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項16】 請求項15において、
前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が検出した情報に基づいて、前記複数の伝達関数から一つを選択して、中枢血圧波形を算出することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項17】 請求項1ないし請求項16のいずれかにおいて、
前記伝達関数記憶部は、異なる年齢に対応する複数の伝達関数を記憶し、
前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が脈波を検出する被験者の年齢に対応する伝達関数を前記複数の伝達関数から選択して用いて中枢血圧波形を算出することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項18】 請求項1ないし請求項16のいずれかにおいて、
前記伝達関数記憶部は、異なる生理的な年齢に対応する複数の伝達関数を記憶し、
前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が脈波を検出する被験者の生理的な年齢に対応する伝達関数を前記複数の伝達関数から選択して、中枢血圧波形を算出することを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項19】 請求項4において、
前記血圧値記憶部には、同一の被験者についての各種状況に対応した複数の血圧値が記憶されていることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項20】 請求項19において、
前記脈波検出部からの情報に基づいて、前記血圧値記憶部に記憶された前記複数の血圧値の中から選ばれた血圧値が、前記変換部に読み出されることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項21】 請求項19において、
前記被験者の状況を入力する入力部をさらに有し、前記入力部からの情報に基づいて、前記血圧値記憶部に記憶された前記複数の血圧値の中から選ばれた血圧値が、前記変換部に読み出されることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【請求項22】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、
前記脈波検出部が脈波を検出する部位における血圧を測定する血圧測定部と、
前記血圧測定部が測定した血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、
を有することを特徴とする末梢血圧波形検出装置。

【請求項23】 非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、
前記脈波検出部が脈波を検出する部位において予め測定した血圧値を記憶する血圧値記憶部と、
前記血圧値記憶部に記憶された血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、
を有することを特徴とする末梢血圧波形検出装置。

【請求項24】 請求項22または請求項23において、
前記脈波検出部が検出する脈波は、血流量に対応して変化する容積脈波であることを特徴とする末梢血圧波形検出装置。

【請求項25】 請求項23または24において、
前記血圧値記憶部には、同一の被験者について異なる複数の状況に対応した複数の血圧値が記憶されていることを特徴とする末梢血圧波形推定装置。

【請求項26】 請求項25において、
前記脈波検出部からの情報に基づいて、前記血圧値記憶部に記憶された前記複数の血圧値の中から選ばれた血圧値が、前記変換部に読み出されることを特徴とする末梢血圧波形推定装置。

【請求項27】 請求項25において、
前記被験者の状況を入力する入力部をさらに有し、前記入力部からの情報に基づいて、前記血圧値記憶部に記憶された前記複数の血圧値の中から選ばれた血圧値が、前記変換部に読み出されることを特徴とする中枢血圧波形推定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、中枢血圧波形推定装置および末梢血圧波形検出装置に関する。

【0002】

【背景技術および発明が解決しようとする課題】 中枢血圧すなわち大動脈起始部における血圧や血圧波形は、心臓疾患患者に対する治療方針の立案や、手術や治療後の

予後管理、運動療法における強度管理などにおいて重要な情報となりうる。しかしながら、中枢血圧は非侵襲的に測定することが難しい。また、患者が運動などを行っている場合に測定することは特に困難であった。このため、中枢血圧や血圧波形は、臨床において殆ど利用されていないのが実情である。

【0003】ところで、末梢血管における血圧波形は、中枢血圧波形が圧波を伝達する管路の伝達特性によって変化した結果であるとしてとらえることができる。このような考え方にに基づき、大動脈起始部における血圧波形と、末梢動脈例えば上腕動脈や橈骨動脈における血圧波形すなわち圧脈波波形との間の伝達関数を予め測定しておき、そのような伝達関数を利用して末梢動脈における圧脈波波形から中枢における血圧波形をかなり高い精度で導出することが知られている。

【0004】また、末梢動脈例えば橈骨動脈における圧脈波は、血管壁の一部が平坦化した状態となるように動脈に押圧された圧力センサで圧力を測定する圧平圧力測定法 (applanation tonometry) によって、高い精度で非侵襲的に検出できることも知られている。

【0005】これらに関する研究については、例えば、Nichols, W. W. および O'Rourke, M. F. による "McDonald's Blood Flow in Arteries - Theoretical, experimental and clinical principles (Fourth Edition)" の第 2 章に詳述されている。

【0006】しかしながら、末梢動脈例えば橈骨動脈などにおける脈波を圧平圧力測定法などを用いて安定して検出するためには測定者を安静状態にして測定する必要があった。

【0007】また、末梢動脈における脈波から大動脈における血圧波形を導出する際には、被験者の年齢や状態に関わらず 1 つの伝達関数のみが用いられていたため、導出される大動脈における血圧波形の精度が保てないことがあった。

【0008】本発明は、上記のような点に鑑みてなされたものであって、その目的は、少なくとも下記のいずれかの作用効果を奏する中枢血圧波形推定装置を提供することにある。

【0009】1) 非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて、中枢における血圧波形を導出することができる。

【0010】2) 被験者を安静状態に拘束することなく、末梢動脈における脈波を安定して検出できる。

【0011】3) 被験者の年齢や状態に関わらず、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を高い精度で導出できる。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明の第 1 の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、前記脈波検出部によって検

出された前記末梢における脈波波形と、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、前記脈波検出部によって新たに検出された前記末梢における脈波波形と、前記伝達関数とを用いて、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部とを有することを特徴としている。

【0013】本発明の第 1 の態様によれば、非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて、中枢すなわち大動脈起始部における血圧波形を導出することができる。

【0014】本発明の第 2 の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、予め検出された前記末梢における脈波波形と、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、前記伝達関数と、前記脈波検出部によって新たに検出された前記末梢における脈波波形とを用いて、当該脈波波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部とを有することを特徴としている。

【0015】ここで述べた「予め検出された末梢における脈波波形」は、例えば前記脈波検出部と同様に形成された脈波検出部によって検出される。

【0016】本発明の第 2 の態様によれば、非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて、大動脈における血圧波形を導出することができる。

【0017】また、中枢血圧波形推定装置の脈波検出部と同様に形成された脈波検出部によって検出された末梢における脈波波形を用いて予め算出された伝達関数が伝達関数記憶部に記憶されているため、中枢血圧波形推定装置ごとに伝達関数を算出する必要がない。

【0018】本発明の第 3 の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、前記脈波検出部が脈波を検出する部位付近における血圧を測定する血圧測定部と、前記血圧測定部が測定した血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、前記脈波検出部によって検出され前記変換部による変換によって得られた血圧波形と、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、前記脈波検出部によって新たに検出され前記変換部による変換によって得られた前記末梢における血圧波形と、前記伝達関数とを用いて、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部と、を有することを特徴としている。

【0019】本発明の第 3 の態様によれば、非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を変換して得られた末梢における血圧波形を用いて、大動脈における血圧波形を導出することができる。

【0020】本発明の第 4 の態様に係る中枢血圧波形推

定装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、前記脈波検出部が脈波を検出する部位付近において予め測定した血圧値を記憶する血圧値記憶部と、前記血圧値記憶部に記憶された血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、前記変換部による変換によって得られた血圧波形と、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形とに基づいて予め算出された伝達関数を記憶する伝達関数記憶部と、前記脈波検出部によって新たに検出され前記変換部による変換によって得られた前記末梢における血圧波形と、前記伝達関数を用いて、当該血圧波形に対応する中枢血圧波形を算出する中枢血圧波形算出部と、を有することを特徴としている。

【0021】本発明の第4の態様によれば、本発明の第3の態様に係る血圧測定部に代えて血圧値記憶部を用い、かつ非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて、大動脈における血圧波形を導出することができる。

【0022】本発明の第1～第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、前記中枢血圧波形算出部によって算出された中枢血圧波形から、当該中枢血圧波形の指標を導出する中枢血圧波形指標導出部をさらに備えていてもよい。

【0023】前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期前期血圧であってもよい。

【0024】前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧であってもよい。

【0025】前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、拡張期血圧であってもよい。

【0026】前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧と切痕での血圧との差圧であってもよい。

【0027】前記中枢血圧波形指標導出部が導出する指標は、収縮期後期血圧と退潮波ピークでの血圧との比であってもよい。

【0028】前記中枢血圧波形指標導出部を備える中枢血圧波形推定装置は、前記中枢血圧波形の指標を記憶する中枢血圧波形指標記憶部と、によって導出される中枢血圧波形の指標、および、前記中枢血圧波形指標記憶部に記憶されている中枢血圧波形の指標に基づいて、中枢血圧波形の指標の変動を解析する変動解析部と、をさらに備えていてもよい。

【0029】前記変動解析部が、前記中枢血圧波形指標記憶部に記憶している前記中枢血圧波形の指標に基づいて所定期間において被験者の基礎代謝が最低領域にあるときの前記中枢血圧波形の指標である基底中枢血圧波形指標を導出する基底中枢血圧波形指標導出部と、前記基底中枢血圧波形指標導出部により導出される基底中枢血圧波形指標を記憶する基底中枢血圧波形指標記憶部と、を備え、前記中枢血圧波形指標導出部によって導出され

る前記中枢血圧波形の指標、および、前記基底中枢血圧波形指標記憶部に記憶されている前記基底中枢血圧波形指標に基づいて、前記中枢血圧波形の指標の変動を解析するようにしてもよい。

【0030】前記中枢血圧波形指標導出部を備える中枢血圧波形推定装置は、被験者の実年齢が入力されるデータ入力部と、前記中枢血圧波形指標導出部によって導出された中枢血圧波形の指標、および、前記実年齢における標準の中枢血圧波形の指標に基づいて、中枢血圧波形の指標の比較解析を行う比較解析部と、をさらに備えていてもよい。

【0031】本発明の第1～第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置では、前記脈波検出部は、血流量に対応して変動する容積脈波を、皮膚付近に存在する毛細血管における赤血球量の変動として検出するように形成されていてもよい。

【0032】これによって、被験者を安静状態に拘束することなく、末梢動脈における脈波を安定して検出することが可能になる。

【0033】血流量に対応して変化する容積脈波は、皮膚付近に存在する毛細血管網における赤血球量の変動としてとらえることができる。この変動は、例えば皮膚に照射した光の透過量または反射量の変化として検出することができるため、センサを末梢動脈例えば橈骨動脈の位置に合わせることなく検出することができる。したがって、脈波検出部は、皮膚付近に存在する毛細血管における赤血球量の変動を、末梢動脈における脈波（容積脈波）として安定して検出することが可能である。

【0034】本発明の第1～第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、前記伝達関数記憶部は、同一の被験者についての複数の状況、例えば心機能状態及び動脈状態の少なくとも一方が異なる複数の状況に対応する複数の伝達関数を記憶することができる。同一被験者であっても、伝達関数は一定ではなく、心機能状態、動脈状態、精神的緊張状態あるいは精神的弛緩状態などに依存して伝達関数は変動する。脈波を測定して中枢血圧波形を推定する測定時の被験者の状態も様々であるので、各種状況に対応させて伝達関数を記憶させるようにした。この場合、前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が検出した情報に基づいて、例えば脈波から導出される脈拍数に対応する伝達関数を、前記複数の伝達関数の中から選択して、中枢血圧波形を算出してもよい。

【0035】こうすると、被験者の活動状態に拘わらず、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を高い精度で導出できる。

【0036】本発明の第1～第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、前記伝達関数記憶部は、異なる年齢に対応する複数の伝達関数を記憶し、前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が脈波を検出する被験者の年齢に対応する伝達関数を前記複数の伝達関数の中から選択

して、中枢血圧波形を算出してもよい。

【0037】こうすると、被験者の年齢に関わらず、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を高い精度で導出できる。

【0038】本発明の第1～第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置は、前記伝達関数記憶部は、異なる生理的な年齢に対応する複数の伝達関数を記憶し、前記中枢血圧波形算出部は、前記脈波検出部が脈波を検出する被験者の生理的な年齢に対応する伝達関数を前記複数の伝達関数から選択して用いて中枢血圧波形を算出してもよい。

【0039】こうすると、被験者の生理年齢に関わらず、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を高い精度で導出できる。本発明の第4の態様に係る中枢血圧波形推定装置では、前記血圧値記憶部には、例えば同一の被験者について心機能状態及び動脈状態の少なくとも一方が異なる複数の状態に対応した複数の血圧値を記憶することができる。この場合、前記脈波検出からの情報に基づいて、前記血圧値記憶部に記憶された前記複数の血圧値の中から選ばれた血圧値を、前記変換部に読み出すことができる。同一被験者であっても、血圧値は一定ではなく、例えば心機能状態、動脈状態、精神的緊張状態、精神的弛緩状態等に依存して血圧値は変動する。脈波を測定して中枢血圧波形を推定する測定時の被験者の状態も様々であるので、各種状況に対応させて血圧値を記憶させるようにした。これらの各種状況は、例えば心拍数（脈拍数）または脈波波形の形状を特徴付ける指標と相関があるので、心拍数または上記指標に対応させて各種状態の血圧値を記憶しておくことができる。この場合、脈波検出部からの情報に基づいて心拍数または上記指標等を割り出し、その心拍数または上記指標に基づいて、複数の血圧値の中から選ばれた血圧値を、変換部に読み出すことができる。あるいは、測定時の被験者の状況を入力するようにしてもよい。血圧値が変動する要因となる被験者の状況として、例えば安静時とは異なる運動後、入浴後、食後、精神的緊張状態または精神的弛緩状態を挙げることができる。血圧値記憶部には、安静時の血圧値に加えて、上述の各状況と対応付けて複数の血圧値を記憶しておくことができる。そして、入力部から入力された情報に基づいて、複数の血圧値の中から選ばれた血圧値を、変換部に読み出すことができる。

【0040】本発明の第5の態様に係る末梢血圧波形検出装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、前記脈波検出部が脈波を検出する部位における血圧を測定する血圧測定部と、前記血圧測定部が測定した血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、を有することを特徴としている。

【0041】本発明の第6の態様に係る末梢血圧波形検

出装置は、非侵襲的に末梢における脈波を検出する脈波検出部と、前記脈波検出部が脈波を検出する部位において予め測定した血圧値を記憶する血圧値記憶部と、前記血圧値記憶部に記憶された血圧値を用いて、前記脈波検出部が検出した脈波波形を前記末梢における血圧波形に変換する変換部と、を有することを特徴としている。

【0042】本発明の第5または第6の態様に係る末梢血圧波形検出装置は、前記脈波検出部が検出する脈波は、血流量に対応して変化する容積脈波とすることができる。また、本発明の第6の態様に係る末梢血圧波形検出装置でも、前記血圧値記憶部には、同一の被験者について、例えば心機能状態及び脈状態の少なくとも一方が異なる複数の状況に対応した複数の血圧値を記憶することができる。

【0043】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態について、図面を参照しながら、さらに具体的に説明する。

【0044】1. <第1実施形態>

1. 1 中枢血圧波形推定装置の外観的構成

本実施形態の中枢血圧波形推定装置は、例えば図1

(A)、図1(B)、および図1(C)に示すような外観的構成とすることができる。中枢血圧波形推定装置10は、腕時計状の構造を有する装置本体12と、この装置本体12のコネクタ部20にコネクタピース57を介して接続されるケーブル58と、このケーブル58の先端側に設けられた脈波検出部60とを含んで構成されている。装置本体12にはリストバンド56が取り付けられ、リストバンド56によって装置本体12が被験者の手首に装着される。

【0045】装置本体12はコネクタ部20を備えており、コネクタ部20にはケーブル58の端部となっているコネクタピース57が着脱自在に取り付けられている。

【0046】図1(C)は、このコネクタピース57を取り外したコネクタ部20を示しており、例えば、ケーブル58との接続ピン21や、データ転送を行うためのLED22、フォトランジスタ23を備えている。

【0047】また、装置本体12の表面側には、液晶パネルからなる表示部54が設けられている。表示部54は、セグメント表示領域や、ドット表示領域などを有し、中枢血圧波形、中枢血圧波形指標、または解析結果など表示する。なお、表示部54には液晶パネルではなく他の表示装置を用いてもよい。

【0048】装置本体12の内部には、各種演算や変換などを制御するCPU (central processing unit)、CPUを動作させるプログラムその他を記憶するメモリを備え（図示省略）、装置本体12の外周部には各種操作や入力を行うためのボタンスイッチ14がそれぞれ設けられている。

【0049】一方、脈波検出部60は、図1(B)に示すように、センサ固定用バンド62によって遮光されながら、被験者の人差し指の根本付近に装着される。このように、脈波検出部60を指の根本付近に装着すると、ケーブル58が短くて済むので、装着しても邪魔にならない。また、指の根本付近は指先に比べると気温による血流量の変化が少ないため、検出した脈波波形に対する気温などの影響が比較的少ない。

【0050】1. 2 中枢血圧波形推定装置の機能的構成

図2は、本実施形態に係る中枢血圧波形推定装置10の機能的構成を示すブロック図である。この図に示すように、中枢血圧波形推定装置10は、脈波検出部60、伝達関数記憶部26、中枢血圧波形算出部24、中枢血圧波形指標算出部30、データ入力部42、比較解析部46、中枢血圧波形指標記憶部34、変動解析部38、表示部54、および制御部50を備えて構成される。なお、これらの各部は、装置本体12に組み込まれていてもよいし、別体として形成して、脈波検出部60や、表示部54などに電気的に接続されていてもよい。

【0051】脈波検出部60は、例えば図3に示すように、LED64、フォトトランジスタ65などを含み、非侵襲的にすなわち皮膚を破ることなく末梢における脈波を検出できるように構成されている。この脈波検出部60は、脈波波形が血流量の変動波形（容積脈波波形）とほぼ同様の波形となることを利用し、毛細血管網に対する照射光と、毛細血管内の血液による反射光量の変動または透過光量の変動の検出とを行うように形成された光センサを用いて脈波（容積脈波）を検出する。

【0052】さらに具体的には、脈波検出部60は、スイッチSWがオン状態となり、電源電圧が印加されると、LED64から光が照射される。この照射光は、被験者の血管や組織によって反射した後に、フォトトランジスタ65によって受光される。したがって、フォトトランジスタ65の光電流を電圧に変換したものが、脈波検出部60の信号MHとして出力される。

【0053】ここで、LED64の発光波長は、血液中のヘモグロビンの吸収波長ピーク付近に選ばれる。このため、受光レベルは血流量に応じて変化する。したがって、受光レベルを検出することによって、脈波波形が検出されることとなる。例えば、LED64としては、InGaP系（インジウム-ガリウム-窒素系）の青色LEDが好適である。このLEDの発光スペクトルは、450nm付近を発光ピークとし、その発光波長域は、350nmから600nmまでの範囲とすることができる。

【0054】このような発光特性を有するLEDに対応するフォトトランジスタ65として、本実施形態においては、例えばGaAsP系（ガリウム-砒素-リン系）のものを用いることができる。このフォトトランジスタ

65の受光波長領域は、主要感度領域が300nmから600nmまでの範囲とし、300nm以下にも感度領域があるものとすることができる。

【0055】このような青色LED64とフォトトランジスタ65とを組み合わせると、その重なり領域である300nmから600nmまでの波長領域において、脈波を検出することができ、以下のような利点がある。

【0056】まず、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンドで覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトトランジスタ65まで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトトランジスタ65に達する。一方、300nmより長い波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を700nm以下としても、実質的な受光波長領域は、300nm~700nmとなる。したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が300nmから700nmまでの光に対する吸収係数が大きく、波長が880nmの光に対する吸収係数に比して数倍~約100倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸収特性に合わせて、吸収特性が大きい波長領域（300nmから700nm）の光を検出光として用いると、その検出値は、血流量変化に応じて感度よく変化するもので、血流量変化に基づく脈波波形MHのSN比を高めることができる。

【0057】このように、脈波検出部60は、血流量に対応して変化する脈波すなわち容積脈波を、皮膚付近に存在する毛細血管網における赤血球量の変動としてとらえ、皮膚に照射した光の透過量または反射量の変動として検出することができるため、センサを末梢動脈例えば橈骨動脈や側指動脈の位置に合わせることなく検出することができる。したがって、脈波検出部60は、皮膚付近に存在する毛細血管における赤血球量の変動を、末梢動脈における脈波（容積脈波）として安定して検出することが可能である。

【0058】伝達関数記憶部26は、例えばカテーテルを用いたマイクロ血圧計によって予め測定した中枢血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形と、前述した脈波検出部60によって予め検出された末梢における脈波波形とに基づいて、予め算出された伝達関数を記憶している。図4(A)および図4(B)はそのような伝達関数の一例を、各高調波に対する係数および位相のグラフとして示している。

【0059】なお、伝達関数記憶部26は、脈波検出部60と同様に形成された脈波検出部によって予め検出された脈波波形と、予め侵襲的に測定した中枢血圧波形とに基づいて、予め算出された伝達関数を記憶していてもよい。また、この伝達関数は各個人において顕著な相違

が少ないことも知られているため、一般的に当てはまる汎用の伝達関数を用いるようにしてもよい。

【0060】中樞血圧波形算出部24は、伝達関数記憶部26に記憶されている伝達関数と、脈波検出部60によって検出された末梢における脈波波形とを用いて、その脈波波形に対応する中樞血圧波形を算出する。例えば、中樞血圧波形算出部24は、脈波検出部60によって検出された末梢における脈波波形をフーリエ変換し、それを伝達関数記憶部26に記憶されている伝達関数で除算し、その結果をフーリエ逆変換することによって算出する。

【0061】中樞血圧波形指標導出部30は、中樞血圧波形算出部24によって算出された中樞血圧波形から、その中樞血圧波形の指標を導出する。そして、中樞血圧波形指標導出部30は、導出した中樞血圧波形の指標を、中樞血圧波形指標記憶部34、変動解析部38、比較解析部46および表示部54に対して出力する。中樞血圧波形指標導出部30は、例えば、CPUと、そのCPUを動作させるプログラムが格納されたメモリとを含んで構成される。

【0062】ここで、図5に示した典型的な中樞血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形を示す図を参照しながら中樞血圧波形について説明する。この図に示すように、中樞血圧波形の特徴は、収縮期前期血圧、収縮期後期血圧、退潮波 (tidal wave)、切痕 (dirotic notch)、切痕波 (dirotic wave) などの名称で表現されることがある。

【0063】中樞血圧波形指標導出部30は、例えば、中樞血圧波形から、収縮期後期血圧と切痕での血圧との差圧、収縮期後期血圧と退潮波ピークでの血圧との比、収縮期前期血圧、収縮期後期血圧、または、拡張期血圧を指標として導出する。

【0064】データ入力部42は、例えば、被験者の実年齢が、ボタンスイッチ14の操作や図示しないマイクロフォンを介した音声によって入力されるように形成されている。そして、その実年齢を比較解析部46にデータとして出力する。

【0065】比較解析部46は、各年齢に対応させて、収縮期血圧と切痕での血圧との差圧や、収縮期血圧と退潮波ピークでの血圧との比の、標準値を記憶している。そして、比較解析部46は、例えば、中樞血圧波形指標導出部30から出力される中樞血圧の指標を、データ入力部42に入力される被験者の実年齢における標準的な指標値とを比較解析し、その差を表示部54に出力する。比較解析部46は、CPUと、そのCPUを動作させるプログラムが格納されたメモリとを含んで構成される。

【0066】中樞血圧波形指標記憶部34は、半導体メモリ、あるいは、磁気または光を利用した記憶媒体と半導体メモリとの組み合わせとして構成され、中樞血圧波

形指標導出部30から出力された指標を少なくとも所定期間にわたって記憶する。

【0067】変動解析部38は、中樞血圧波形指標導出部30によって導出された指標と、中樞血圧波形指標記憶部34に記憶されている指標とに基づいて、指標の変動を解析し、変化量や変化率などを算出する。その解析結果は表示部54に対して出力される。

【0068】表示部54は、中樞血圧波形指標導出部30が導出した指標、比較解析部による解析結果、変動解析部38による解析結果、または、中樞血圧波形算出部24が算出した中樞血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形などの情報を、文字や記号またはグラフなどとして表示する。

【0069】制御部50は、CPUと、そのCPUを動作させるプログラムが格納されたメモリとを含んで構成され、前述した各部の動作を制御する。

【0070】1. 3 中樞血圧波形推定装置の動作
中樞血圧波形推定装置10は、例えば次のように動作して被験者の中樞血圧波形を推定しその解析を行う。

【0071】まず、時計形状に形成された中樞血圧波形推定装置10のリストバンド56を手首に巻き回す。そして、脈波検出部60を、図1(A)および図1(B)に示すように、被験者の人差し指の根本付近に装着し、コネクタピース57を装置本体12のコネクタ部20に取り付けて、脈波検出部60を装置本体12に接続する。

【0072】次に、例えばボタンスイッチ14を備えて形成されたデータ入力部42、または、マイクロフォンを介して音声を入力するように形成されたデータ入力部42に、そのような操作または音声によって被験者の実年齢を入力する。そのデータは比較解析部46に記憶される。

【0073】次いで、ボタンスイッチ14の所定操作または所定音声パターンの発声によって、制御部50に検出指示が入力されると、脈波検出部60は脈波の検出を開始する。すなわち、検出指示が入力されると、フォトランジスタ65は、指の毛細血管網における血流量の変化に対応して変化する光量を検出し、脈波検出部60はその検出光量の変化に対応する信号MHとして脈波波形を中樞血圧波形算出部24に対して出力する。

【0074】そして、中樞血圧波形算出部24は、脈波検出部60から入力された脈波波形と、伝達関数記憶部26に記憶されている伝達関数とを用いて、その脈波波形に対応する中樞血圧波形を算出する。算出された中樞血圧波形は、大動脈血圧波形指標算出部30および表示部54に対して出力される。

【0075】中樞血圧波形算出部24によって算出された中樞血圧波形が入力された中樞血圧波形指標導出部30は、その中樞血圧波形から中樞血圧波形の指標、例えば、収縮期血圧と切痕での血圧との差圧、または、収縮

期血圧と退潮波ピークでの血圧との比を導出する。そして、中枢血圧波形指標導出部 30 は、導出した中枢血圧波形の指標を、中枢血圧波形指標記憶部 34、変動解析部 38、比較解析部 46 および表示部 54 に対して出力する。変動解析部 38 や比較解析部 46 においては入力された指標を用いて解析が行われる。

【0076】そして、例えば液晶表示装置を含んで構成された表示部 54 は、大動脈血圧波形算出部 24 が算出した中枢血圧波形、中枢血圧波形指標導出部 30 が導出した指標、または、比較解析部 46 や変動解析部 38 に

10 による解析結果を、文字やグラフなどとして表示する。
【0077】1. 4 第 1 実施形態の作用効果
以上のように本実施形態に係る中枢血圧波形推定装置 10 は、非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を用いて、中枢すなわち大動脈起始部における血圧波形を導出することができる。

【0078】2. <第 2 実施形態>

第 2 実施形態の中枢血圧波形推定装置は、血圧測定部および変換部を備えて構成された点が第 1 実施形態とは異なる。以下においては、第 1 実施形態と相違する点を中心に説明する。それ以外の点については、第 1 実施形態と同様であるので説明を省略する。また、図面において対応する部分には同一の符号を付す。

【0079】2. 1 中枢血圧波形推定装置の外観的構成

本実施形態の中枢血圧波形推定装置は、例えば第 1 実施形態の中枢血圧波形推定装置 10 とほぼ同様の外観に形成した部分と、血圧測定部の部分とを備えて外観的に構成される。

【0080】2. 2 中枢血圧波形推定装置の機能的構成

図 6 は、本実施形態に係る中枢血圧波形推定装置 70 の機能的構成を示すブロック図である。この図に示すように、第 1 実施形態の中枢血圧波形推定装置 10 における各部に加えて、血圧測定部 80、および変換部 72 を備えて構成される。これらの各部を除き、本実施形態に係る中枢血圧波形推定装置 70 の各部は、第 1 実施形態の中枢血圧推定装置 10 とほぼ同様に構成される。

【0081】血圧測定部 80 は、脈波検出部 60 が脈波を検出する部位における血圧を測定する。血圧測定部 80 の一例については更に後述する。

【0082】変換部 72 は、血圧測定部 80 が測定した血圧値を用いて、脈波検出部 60 が検出した脈波波形をその部位すなわち末梢における血圧波形に変換する。例えば、変換部 72 は、血圧測定部が測定した拡張期血圧と収縮期後期血圧との間の振幅を持つようにすることによって、脈波波形を対応する血圧波形に変換する。

【0083】あるいは、図 13 に示すように、図 6 に示す血圧測定部 80 に代えて、血圧値記憶部 100 を設けても良い。この血圧値記憶部 100 は、脈波検出部 60

が脈波を検出する部位において予め測定した血圧値を記憶している。変換部 72 は、その血圧値記憶部 100 に記憶された血圧値を用いて、脈波検出部 60 が検出した脈波波形を末梢における血圧波形に変換するようにしてもよい。こうすると、例えば図 7 に示すような血圧測定部 80 にて血圧を 1 回測定して血圧値記憶部 100 に記憶しておけばよく、その後は血圧測定部 80 が不要になり、装置を大幅に小型化できる。

【0084】中枢血圧波形算出部 24 は、伝達関数記憶部 26 に記憶されている伝達関数と、変換部 72 の算出により得られた血圧波形とを用いて、その血圧波形に対応する中枢血圧波形を算出する。例えば、中枢血圧波形算出部 24 は、変換部 72 の算出により得られた末梢における血圧波形をフーリエ変換し、それを伝達関数記憶部 26 に記憶されている伝達関数で除算し、その結果をフーリエ逆変換することによって算出する。

【0085】2. 3 血圧測定部

図 7 は、血圧測定部の一例を示している。また、図 8 は、図 7 に示す血圧測定部 80 の機能的構成を示すブロック図である。図 7 に示すように、血圧測定部 80 は、脈波検出部 60 が脈波を検出する部位である指の根元付近に帯状体 91 を装着して血圧測定を行う。帯状体 91 は、その内面側に、袋状の圧力付加部 89 を備えており、圧力付加部 89 が側指動脈 98 に対向する位置となるようにして指に巻き付けられる。

【0086】圧力付加部 89 は、袋状に形成されており、管路 87 を介してポンプ 86 および排気バルブ 88 が接続されている。圧力付加部 89 に充填される流体例えば空気の量をポンプ 86 や排気バルブ 88 などで調節することによって、圧力付加部 89 の体積が制御され、それによって圧力付加部 89 が側指動脈 98 を押圧する押圧力が調節される。

【0087】また、前述した管路 87 には、流体の圧力変化を検出する圧力センサ 90 が取り付けられている。圧力センサ 90 は、圧力付加部 89 および圧力付加部 89 を介して流体の圧力変化として伝わる側指動脈 98 の振動を検出するように形成されている。すなわち、側指動脈 98 上に位置する圧力付加部 89 は側指動脈 98 の振動に対応して押圧されるため、圧力付加部 89 内の流体の圧力が側指動脈 98 の振動によって変化することになる。したがって、そのような圧力変化を検出する圧力センサ 90 は、側指動脈 98 の振動に対応する信号を出力することができる。

【0088】また、図 8 の一部として示すように、血圧測定部 82 は、前述した各部に加えて、制御部 84 および血圧決定部 92 を備えて構成されている。

【0089】制御部 84 は、ポンプ 86 や排気バルブ 88 の動作を制御して圧力付加部 89 内に充填された流体の量を調節して、圧力付加部 89 が印加する圧力を変化させて、圧力付加部 89 が側指動脈 98 を所定範囲のさ

さまざまな押圧力で押圧するように制御する。制御部84は、例えば、CPUと、そのCPUを動作させるプログラムが格納されたメモリを含んで構成される。

【0090】血圧決定部92は、圧力付加部89が加えているさまざまな押圧力の情報を制御部84から取り込み、それら各押圧力における圧力センサ90からの検出信号を取り込んで、それらをもとに、最高血圧および最低血圧を決定する。血圧決定部92は、例えば、CPUと、そのCPUを動作させるプログラムが格納されたメモリを含んで構成されている。

【0091】ここで、前述のように構成された血圧測定部82が血圧測定を行う動作について説明する。

【0092】まず、圧力付加部89が側指動脈98に対応する位置となるようにして、カフ状の帯状体91が指の根元付近に巻き付けられる。

【0093】次に、制御部84によってポンプ86および排気バルブ88を制御して、圧力付加部89内に充填された流体の量を調節して、圧力付加部89が印加する圧力を変化させて、圧力付加部89が側指動脈98を所定範囲のさまざまな押圧力で押圧するように制御する。すなわち、圧力付加部89の押圧力は、血圧値として一般的に遭遇しうる範囲を幾分超える範囲、例えば250～20mmHgの範囲となるように制御部84によって制御される。

【0094】それらの圧力付加部89の各押圧力において、側指動脈98の振動を検出する圧力センサ90が、圧力付加部89によって狭窄状態とされた血管を流れる血流による血管壁の振動に対応する信号を検出する。その結果は、圧力付加部89の各押圧力に対応させて、血圧決定部92に記憶される。なお、圧力付加部89が印加する各押圧力値は、その押圧力を制御する制御部84から血圧決定部92に伝達される。

【0095】次いで、圧力付加部89の前述した押圧力の設定範囲に分布して、十分なサンプル数が得られた時点で、血圧決定部92は、血圧の決定を行う。すなわち、圧力センサ90が狭窄状態の血管を流れる血流に伴う振動を検出する最も高い圧力付加部89の押圧力を最高血圧とし、圧力センサ90が狭窄状態の血管を流れる血流に伴う振動を検出する最も低い圧力付加部89の押圧力を最低血圧として、決定する。なお、この血圧決定の原理は、腕帯に加える圧力を変化させながら、腕帯により押圧される動脈の末梢側において押圧により狭められた血管を流れる血流に伴う血管壁の振動をモニタして血圧を決定する血圧測定法、いわゆる聴診法と同様である。

【0096】2.4 中樞血圧波形推定装置の動作

本実施形態の中樞血圧波形推定装置70は、前述した血圧測定の動作が加わる点と以下の点を除いて第1実施形態の中樞血圧推定装置10と同様に動作して被験者の中樞血圧波形を推定しその解析を行う。本実施形態の動作

を、図14(A)～図14(C)を参照して説明する。図14(A)は、ニトログリセリン投与前後での、大動脈圧波形を示している。図14(A)中の破線は、被験者にニトログリセリンをする投与前の大動脈圧波形である。一般に、ニトログリセリン投与後には、血圧が低下することが知られている。本実施形態では、ニトログリセリン投与後の被験者の大動脈圧波形(図14(A)中の実線)を推定するものとする。

【0097】本実施形態では、被験者にニトログリセリンを投与した後、第1実施形態の場合と同様に脈波検出部60によって検出された信号MHとしての脈波波形が入力される。この脈波波形は、例えば図14(C)に示す指尖脈波である。ただし、図14Cに示すような血圧値は伴わずに検出される。変換部72は、血圧測定部80が測定した血圧値を用いて、脈波波形を検出部位における血圧波形に変換する。図14(B)は、血圧測定部80にて測定される橈骨動脈圧波形を示している。このようなデータを予め図13の血圧値記憶部100に記憶させておけば、測定時に毎回、血圧を測定する必要はない。変換部72は、図6の血圧測定部80によって測定されるか、あるいは図13の血圧値記憶部100に記憶された拡張期血圧(最低血圧値)と収縮期後期血圧(最高血圧値)とに基づいて、その最低・最高血圧値の振幅を持つように、脈波波形に対応する血圧波形に変換する。これにより、図14(C)に示すように、血圧値の振幅を伴った指尖脈波波形(血圧波形)が得られる。

【0098】中樞血圧波形算出部24は、変換部72の算出により得られた血圧波形(図14(C))と、伝達関数記憶部26に記憶されている伝達関数とが入力されると、それらのデータを用いて、その血圧波形に対応する中樞血圧波形を算出する。図14(A)の実線が、算出(推定)された中樞血圧波形(大動脈圧波形)である。図14(A)にて破線で示すニトログリセリン投与前の大動脈圧波形に比べれば、図14(A)の実線にて示すように、ニトログリセリン投与後の大動脈圧波形は血圧低下しており、事実と一致する大動脈圧波形を推定することができた。

【0099】2.5 第2実施形態の作用効果

以上のように本実施形態に係る中樞血圧波形推定装置70は、非侵襲的に検出した末梢における脈波波形を変換して得られた末梢における血圧波形を用いて、中樞すなわち大動脈起始部における血圧波形を導出することができる。

【0100】3. <変形例>

3.1 前述した各実施形態においては、脈波検出部が発光素子と受光素子とを利用したセンサを用いた例を示した。しかしながら、脈波検出部は末梢の動脈例えば橈骨動脈上に位置させた圧力センサを利用した脈波検出部であってもよい。この場合、血管壁の一部が平坦化した状態となるように動脈に押圧された圧力センサで圧力を

測定する圧平圧力測定法を用いて脈波（圧脈波）の検出が行われる。

【0101】図9および図10は、そのような脈波検出部を用いた中枢血圧波形推定装置10aを示す図であり、図9は中枢血圧波形推定装置10aの外観を示す斜視図であり、図10は中枢血圧波形推定装置10aを手首に装着した状態を示す斜視図である。

【0102】これらの図に示すように、中枢血圧波形推定装置10aは、装置本体12に取り付けられたリストバンド56に沿って移動可能にリストバンド56に取り付けられたセンサ保持部67を備えており、そのセンサ保持部67から突出して設けられた圧力センサ68を含んで脈波検出部60aが構成されている。脈波検出部60aと装置本体12とは、脈波検出部60aからの検出信号などを伝達する図示しない配線例えばFPC（flexible printed circuit）基板によって結ばれている。

【0103】そして、中枢血圧波形推定装置10aの使用時においては、図10に示すように、センサ保持部67が橈骨動脈99付近に位置するように、中枢血圧波形推定装置10aが被験者の手首に巻き回される。そして、センサ保持部67に設けられている脈波検出部60aが例えば橈骨動脈99上に位置するように、センサ保持部67がリストバンド56に沿ってスライドされて位置決めされる。

【0104】このようにして脈波検出部60aが、被験者の橈骨動脈99に適切に押圧されると、その動脈における血流の変動に伴う血管壁の振動に対応する脈波が脈波検出部60aに伝達され、中枢血圧波形推定装置10aは脈波を随時検出することが可能となる。この脈波波形はその血管における血圧波形とほぼ同様の形状を持つ波形として検出される。

【0105】図11（A）および図11（B）は、このように橈骨動脈において検出された脈波波形について、中枢血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形に対する伝達関数を算出した結果の一例を、各高調波に対する係数と位相のグラフとして示している。図11

（A）および図11（B）を前述した図4（A）および図4（B）と比較すると、本変形例において橈骨動脈の脈波波形について算出した伝達関数と、第1実施形態において指の根元付近の毛細血管網における血流量の変化を光センサで検出した脈波波形（容積脈波）について算出された伝達関数がほぼ同様な特徴を持つことがわかる。なお、本変形例においても、このような伝達関数が伝達関数記憶部26に記憶される。

【0106】3. 2 前述した各実施形態においては、伝達関数記憶部26は、例えばカテーテルを用いたマイクロ血圧計によって予め侵襲的に測定した中枢血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形と、前述した脈波検出部60、または脈波検出部60と同様に形成された脈波検出部によって予め検出された末梢における脈波

波形とに基づいて、予め算出された1つの伝達関数を記憶している例を示した。

【0107】しかしながら、伝達関数記憶部26が、被験者の各種状態に対応する複数の伝達関数を記憶することができる。被験者の各種状態とは、心機能状態及び動脈状態の少なくとも一方が異なる状態であり、例えば食事後、入浴後、運動後などを挙げることができる。伝達関数記憶部26は、例えば異なる脈拍数に対応する複数の伝達関数を記憶することができる。この場合、中枢血圧波形算出部24は、脈波検出部60が検出した脈波から導出される情報に基づいて、例えば脈拍数に対応する伝達関数を、複数の伝達関数から選択して用いることができる。これによって、被験者の各種状態に対応した伝達関数を用いて中枢血圧波形が算出されることになる。このため、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を被験者の活動状態に関わらず高い精度で導出できる。同様に、図13に示す血圧値記憶部100にも、被験者の各種状態に対応する複数の血圧値を記憶することができる。例えば、食後、入浴後、運動後など、被験者の心機能状態及び動脈状態の少なくとも一方が異なる各種状態に依存して、血圧値は異なるからである。そこで、図13に示す血圧値記憶部100は、例えば異なる脈拍数に対応する複数の血圧値を記憶することができる。この場合、図6の変換部72は、脈波検出部60が検出した脈波から導出される情報に基づいて、例えば脈拍数に対応する血圧値を、複数の血圧値から選択して用いることができる。これによって、被験者の各種状態に対応した血圧値を用いて中枢血圧波形が算出されることになる。脈拍数に代えて、脈波検出部60にて検出された脈波波形の形状を特徴付ける指標（例えば収縮期前期と収縮期後期の波高の比率）を用いることもできる。さらには、測定時の被験者の状況を、図13のデータ入力部42から入力するようにしても良い。血圧値が変動する要因となる被験者の状況として、例えば安静時とは異なる運動後、入浴後、食後、精神的緊張状態または精神的弛緩状態を挙げることができる。血圧値記憶部100には、安静時の血圧値に加え、上述の各状況と対応付けて複数種の血圧値を記憶しておく。そして、データ入力部42から入力された情報に基づいて、複数種の血圧値の中から選ばれた血圧値を、変換部72に読み出すことができる。

【0108】あるいは、伝達関数記憶部26が、異なる年齢に対応する複数の伝達関数を記憶し、中枢血圧波形算出部24は、脈波検出部60が脈波を検出する被験者の年齢または生理的な年齢に対応する対応する伝達関数をこれら複数の伝達関数から選択して用いて中枢血圧波形を算出するようにしてもよい。これによって、被験者の年齢または生理的な年齢に対応した伝達関数を用いて中枢血圧波形が算出されることになるため、末梢動脈における脈波から中枢における血圧波形を高い精度で導出

できる。

【0109】3.3 また、次のような変動解析部39を備えた変形例も可能である。本変形例は、下記以外の点については、前述した第1実施形態と同様に構成され、同様に動作する。

【0110】図12は、この変形例における中枢血圧波形推定装置75の機能的構成を示すブロック図である。この中枢血圧波形推定装置75においては、変動解析部39が、基底中枢血圧波形指標導出部39aと、基底中枢血圧波形指標記憶部39bとを備えて構成される。

【0111】基底中枢血圧波形指標導出部39aは、中枢血圧波形指標記憶部39bが記憶している指標に基づいて、被験者の基礎代謝が所定期間例えば1日における最低領域にあるときの中枢血圧波形の指標を導出する。なお、人の基礎代謝は、1日においては一般的に睡眠中の午前2時から午前4時にかけて最低の状態すなわち基底状態となる。基底指標とは、例えば1日間での基底状態における中枢血圧波形の指標である。

【0112】なお、基底中枢血圧波形指標導出部39aは、1日において被験者の基礎代謝が最低領域にあるときの中枢血圧波形の指標を導出するものに限らず、所定の期間例えば1週間、1ヶ月、3ヶ月、または1年といった期間において被験者の基礎代謝が最低領域にあるときの中枢血圧波形の指標を基底指標として導出するものであってもよい。

【0113】あるいは、基底中枢血圧波形指標導出部39aは、日常の活動時であっても、例えば5分間の安静後などとの測定条件を設けることで得られる安静時指標を、基底指標として導出するようにすることもできる。

【0114】基底中枢血圧波形指標記憶部39bは、基底中枢血圧波形指標導出部39aにより導出された基底指標を記憶する。

【0115】そして、変動解析部39は、中枢血圧波形指標導出部39aによって導出される指標と、基底中枢血圧波形指標記憶部39bに記憶されている基底指標とに基づいて、指標の変動を解析し、その結果を表示部54に対して出力する。

【0116】また、変動解析部39は、1日、1週間、1ヶ月、3ヶ月、または1年といった期間において基礎代謝が最低領域にあるときの中枢血圧波形の指標として導出された基底指標を基底中枢血圧波形指標記憶部39bに記憶しておき、所定期間後例えば1ヵ月後、半年後、または1年後に導出された基底指標と比較して、その結果を表示部54に対して出力できるように構成されていてもよい。

【0117】なお、基底中枢血圧波形指標導出部39aが導出した基底指標を表示部54に対して直接出力するようにし、表示部54が基底指標そのものを表示するようにしてもよい。

【0118】3.4 前述した各実施形態においては、

脈波検出部が脈波を検出する部位が指の根元である場合を示した。しかしながら、脈波検出部60が脈波を検出する部位は、毛細血管が皮膚付近に多く分布する毛細血管網が存在する部位であればどの部位であってもよい。

【0119】3.5 前述した各実施形態においては、中枢血圧波形指標導出部39aが導出した指標、比較解析部による解析結果、変動解析部38による解析結果、または、中枢血圧波形算出部24が算出した中枢血圧波形すなわち大動脈起始部における血圧波形などの情報を、液晶表示装置などの表示装置を備えて構成された表示部54を用い、表示部54が文字やグラフなどとして表示することによって告知する例を示した。しかしながら、表示部54に替えてあるいは表示部54とともに、プリンタ、または、音声合成装置およびスピーカなどを含んで構成したものを用い、これらの情報を文字やグラフなどとして、表示、印字、あるいは音声として告知するようにしてもよい。

【0120】3.6 本発明は前述した各実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内、または、特許請求の範囲の均等の範囲内で、各種の変形実施が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1(A)、図1(B)、図1(C)は、第1実施形態に係る中枢血圧波形推定装置の外観図である。

【図2】第1実施形態に係る中枢血圧波形推定装置の機能的構成を示すブロック図である。

【図3】脈波検出部の回路構成の一例を示す回路図である。

【図4】図4(A)および図4(B)は伝達関数記憶部に記憶される伝達関数の一例を、各高調波に対する係数および位相のグラフとして示す図である。

【図5】典型的な中枢血圧波形を示す図である。

【図6】第2実施形態に係る中枢血圧波形推定装置の機能的構成を示すブロック図である。

【図7】血圧測定部を用いて血圧測定を行う様子を示す模式図である。

【図8】血圧測定部の機能的構成を示すブロック図である。

【図9】変形例の脈波検出部を用いた中枢血圧波形推定装置の外観を示す斜視図である。

【図10】図9に示した中枢血圧波形推定装置を手首に装着した状態を示す斜視図である。

【図11】図11(A)および図11(B)は変形例における伝達関数記憶部に記憶される伝達関数の一例を、各高調波に対する係数および位相のグラフとして示す図である。

【図12】変形例の中枢血圧波形推定装置の機能的構成を示すブロック図である。

【図13】図6に示す血圧測定部に代えて血圧値記憶部を設けた本発明の他の実施形態に係る中枢血圧波形推定

23

24

装置のブロック図である。

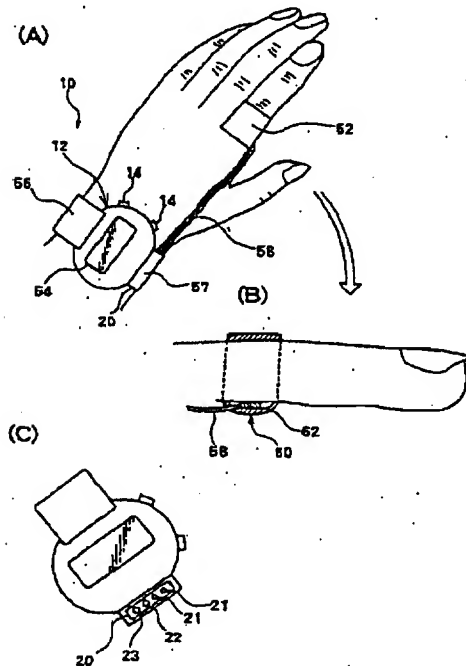
【図14】図14(A)～図14(C)は、第2実施形態に係る動作を説明するための波形図である。

【符号の説明】

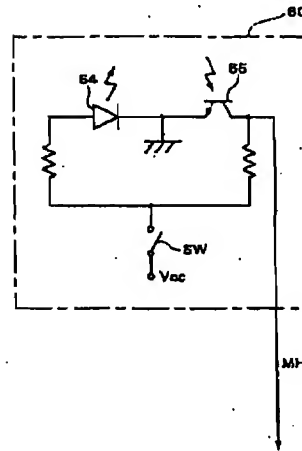
- 10, 10a, 10b, 70 中枢血圧波形推定装置
24 中枢血圧波形算出部
26 伝達関数記憶部
30 中枢血圧波形指標導出部

- 34 中枢血圧波形指標記憶部
38 変動解析部
46 比較解析部
60, 60a 脈波検出部
72 変換部
80 血圧測定部
100 血圧値記憶部

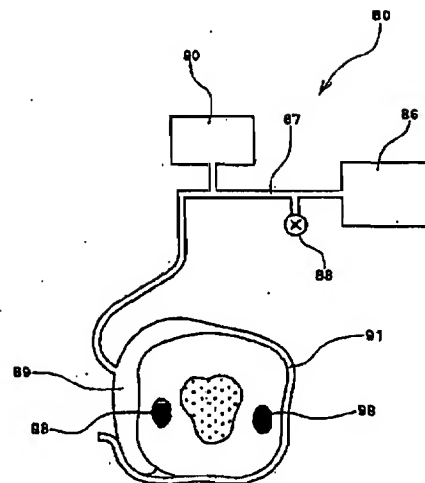
【図1】



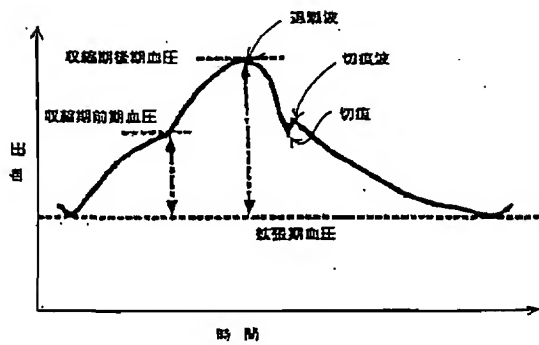
【図3】



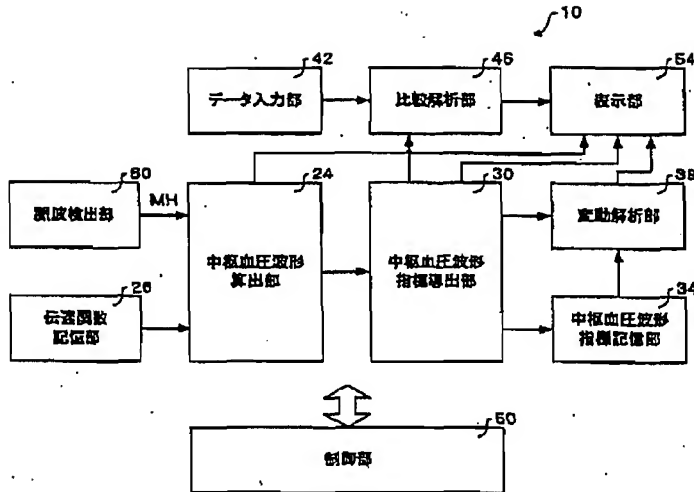
【図7】



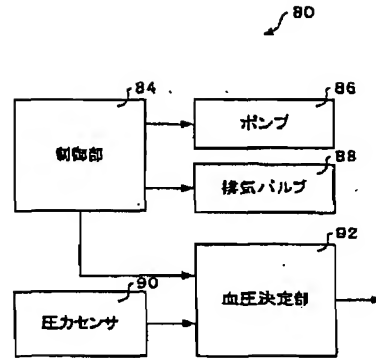
【図5】



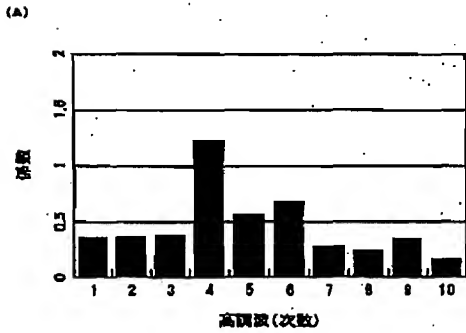
【図2】



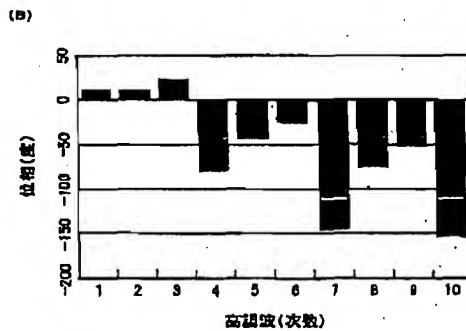
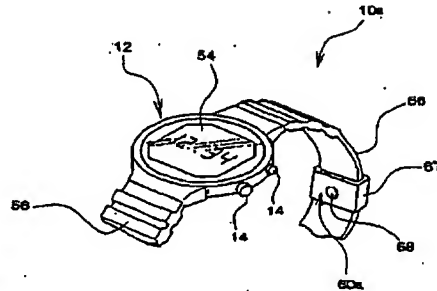
【図8】



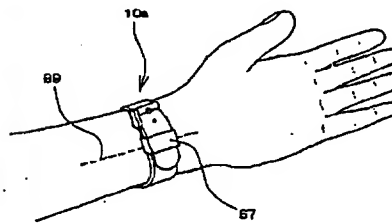
【図4】



【図9】



【図10】



```

graph TD
    42[データ入力部 42] --> 45[比較解析部 45]
    45 --> 54[表示部 54]
    60[脈波検出部 60] -- MH --> 72[変換部 72]
    80[血圧測定部 80] --> 72
    72 --> 24[中樞血圧波形算出部 24]
    24 --> 30[中樞血圧波形特徴抽出部 30]
    30 --> 38[変動解析部 38]
    38 --> 54
    30 --> 34[中樞血圧波形特徴記憶部 34]
    26[波形記憶部 26] --> 24
    50[制御部 50] <--> 24
    50 <--> 30
    50 <--> 38
    50 <--> 54
  
```

Figure 1 consists of two bar charts, (A) and (B), illustrating the characteristics of high-frequency waves.

Chart (A) shows the frequency (次数) of high-frequency waves (高調波(次數)) on the x-axis (ranging from 1 to 10) and the frequency (次数) on the y-axis (ranging from 0 to 5). The data is as follows:

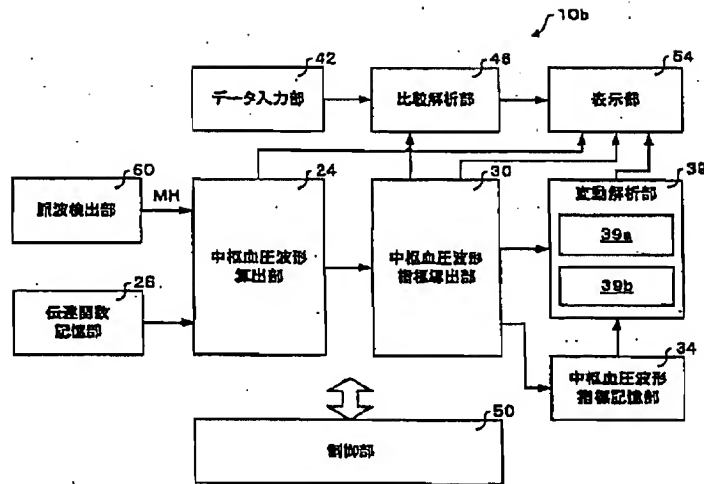
高調波(次數)	次数
1	0.5
2	0.8
3	1.6
4	4.5
5	1.6
6	2.9
7	1.9
8	0.7
9	1.4
10	0.8

Chart (B) shows the position (位置(度)) of high-frequency waves (高調波(次數)) on the x-axis (ranging from 1 to 10) and the position (位置(度)) on the y-axis (ranging from -200 to 50). The data is as follows:

高調波(次數)	位置(度)
1	10
2	20
3	30
4	-120
5	-60
6	-40
7	-180
8	-110
9	-80
10	-190

Figure 1 consists of three vertically stacked line graphs, labeled (A), (B), and (C). Each graph plots intracellular pressure in mmHg on the y-axis against time in seconds on the x-axis. The y-axis has major ticks at 0.0 mmHg and 150.0 mmHg, with horizontal grid lines every 25 mmHg. The x-axis has major ticks at 0.00 s, 0.50 s, and 1.00 s, with vertical grid lines every 0.10 s. All three graphs show a similar trend: a rapid rise from approximately 50 mmHg at 0.00 s to a peak of about 125 mmHg at 0.25 s, followed by a gradual decline to approximately 75 mmHg by 1.00 s. The curves are nearly identical in shape and magnitude.

【図12】



【図13】

